



12<sup>a</sup> Conferência sobre Tecnologia de Equipamentos

**COTEQ2013 - 218**

**AVALIAÇÃO DO ACABAMENTO SUPERFICIAL DO AÇO INOXIDÁVEL  
AUSTENÍTICO ABNT NBR ISO 5832-1, MARCADO A LASER, UTILIZADO  
COMO BIOMATERIAL**

*Eurico Felix Pieretti<sup>1</sup>, Olandir Vercino Corrêa<sup>2</sup>, Tomaz Puga Leivas<sup>3</sup>, Maurício David Martins das Neves<sup>4</sup>*

*Copyright 2013, ABENDI, ABRACO e IBP.*

*Trabalho apresentado durante a 12<sup>a</sup> Conferência sobre Tecnologia de Equipamentos.*

*As informações e opiniões contidas neste trabalho são de exclusiva responsabilidade dos autores.*

## **SINOPSE**

Uma das principais características exigidas aos biomateriais é o seu acabamento superficial. Um mesmo implante metálico pode requerer várias formas de acabamento superficial; desde polimento para um produto final espelhado, em regiões onde há mobilidade, como por exemplo, cabeças femorais nas próteses ortopédicas e, locais onde é necessária rugosidade para fins de maior aderência, como o caso das hastes femorais, que são cimentadas no interior do osso. A técnica laser vem sendo utilizada para tratamentos de superfície como o endurecimento, por exemplo. Outra aplicação do feixe de raios laser é a marcação das superfícies. Para o campo dos biomateriais, a marcação é utilizada para fins de identificação do produto. Este trabalho teve o objetivo de caracterizar a rugosidade da superfície do aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1, marcado por feixe laser de Nd:YAG chaveado, alterando-se a intensidade do pulso do feixe laser. Os resultados indicaram que esta propriedade é influenciada pela mudança deste parâmetro de marcação. A rugosidade inicialmente aumenta com o aumento da energia do feixe até um nível em que os pulsos começam a se unir e não é mais possível identificá-los individualmente, mas apenas o trajeto percorrido pelo feixe laser.

1 Mestre, Engenheiro de Materiais – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, SP, Brasil.

2 Especialista, Químico – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, SP, Brasil.

3 Especialista, Engenheiro Mecânico – Instituto de Ortopedia e Traumatologia do HCFMUSP, SP, Brasil.

4 Doutor, Engenheiro Mecânico - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, SP, Brasil.

## 1 INTRODUÇÃO

O processo de confecção de um dispositivo médico implantável, por exemplo, um implante ortopédico que substitua uma articulação móvel do corpo ou, uma prótese dentária requer segurança mecânica e biocompatibilidade. Para resguardar a integridade do dispositivo, bem como dos tecidos e órgão adjacentes ao mesmo, garantindo assim melhor qualidade de vida aos pacientes, é necessário que as propriedades mecânicas não se alterem ao longo de sua vida útil, ou pelo menos, que permaneçam estáveis durante um prolongado período de uso.

Biomaterial é definido como qualquer substância, exceto fármacos, de origem natural ou sintética, que podem ser usadas durante qualquer período de tempo, como parte ou como sistemas que tratam, aumentam ou substituem quaisquer tecidos, órgãos ou funções do corpo (1).

Entre os biomateriais metálicos, os mais utilizados são: titânio puro, ligas de titânio, ligas de cobalto e aços inoxidáveis; estes últimos são os mais baratos e, mais utilizados em cirurgias cobertas pelo Sistema Único de Saúde (SUS). Os elementos químicos: Ti, Zr, Nb e Ta são os mais biocompatíveis (2), sendo o Zr e o Ti os elementos que auxiliam o crescimento dos osteoblastos e a osseointegração, e o elemento V classificado como tóxico.

O acabamento superficial destes dispositivos é fundamentalmente importante porque assegura que o mesmo vai ser adequado ao uso; por exemplo, um biomaterial metálico que será cimentado dentro de um osso necessita de um acabamento superficial mais áspero, por outro lado, às vezes o mesmo biomaterial precisa de uma região com acabamento mais liso para facilitar a mobilidade da região.

A rugosidade é uma condição necessária para que haja maior aderência e fixação, já o acabamento mais fino, liso e polido é desejado para articulações móveis do corpo; estas normalmente são substituídas por conjuntos contendo biomateriais metálicos e poliméricos ou, metálicos e cerâmicos, ou ainda, metálicos e compósitos. Para aumentar a rugosidade da superfície, geralmente, esta é lixada ou jateada, muitas vezes com micro-esferas de vidro.

As características do acabamento superficial influenciam vários fatores relacionados às propriedades dos biomateriais, entre elas a dureza, o desgaste, o atrito (3) e, a resistência à corrosão. A influencia da rugosidade na resistência à corrosão é normalmente relacionada ao fato do número de pites metaestáveis em uma superfície mais lisa ser inferior ao encontrado em superfícies mais rugosas (4), ou seja, um acabamento superficial mais liso e homogêneo reduz a incidência de pites metaestáveis substancialmente, por reduzir o número de sítios capazes de serem ativados no crescimento metaestável dos pites. Os parâmetros de análise de rugosidade mais comumente utilizados são: Ra, Rz e Rq.

A última etapa na fabricação de um dispositivo médico implantável é a marcação, de acordo com as normas vigentes (5), com a finalidade de identificação do mesmo.

Objetivou-se, com este trabalho, investigar o efeito do acabamento superficial resultante da técnica de marcação com laser de Nd:YAG de amostras do aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1, utilizado na fabricação de implantes ortopédicos.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho utilizou-se o aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1, de composição química normatizada apresentada na Tabela 1. As amostras foram confeccionadas no formato de chapas laminadas com as dimensões: 17 mm x 72 mm x 1,5 mm, e foram submetidas à técnica de gravação com laser de Nd:YAG chaveado, de nanosegundos, usando diferentes energias de pulso e taxa de repetição de 20 Hz, com velocidade de 4mm/s. O equipamento usado para avaliar a rugosidade foi um rugosímetro Mitutoyo – SJ301. Para

avaliar a rugosidade topográfica foi utilizado um microscópio eletrônico de varredura (MEV) de baixo vácuo com filamento de tungstênio e aproximação máxima de 100.000 vezes, marca: Hitachi, modelo: TM3000, com software para aquisição de dados topográficos, 3D Viewer. As amostras foram marcadas com as seguintes energias: 0,050 J; 0,100 J; 0,200 J e 0,350 J.

### 3 RESULTADOS

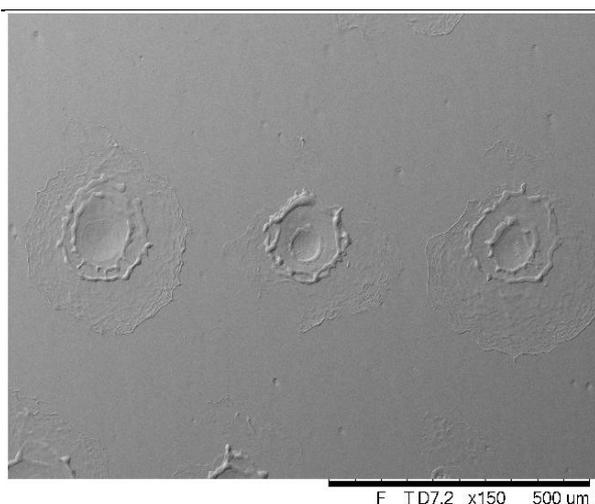
A análise química do material utilizado neste trabalho foi obtida pela técnica de espectroscopia de emissão óptica e o resultado obtido encontra-se na Tabela 1.

Tabela 1. Elementos químicos presentes na amostra do aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1.

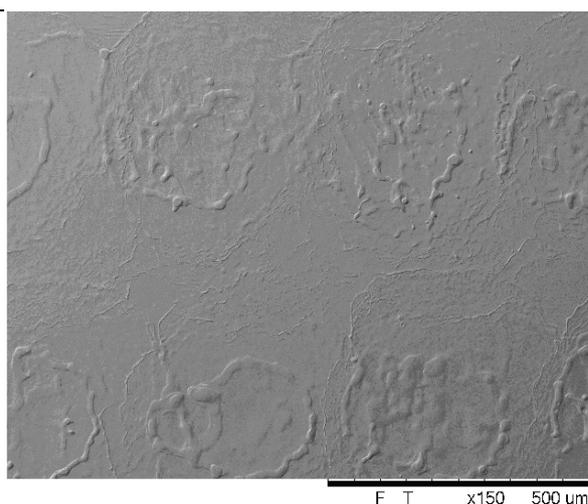
Elementos	C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni	Fe
% massa	0,023	0,378	2,09	0,026	0,0003	18,32	2,59	14,33	Bal.

Fonte: Os autores.

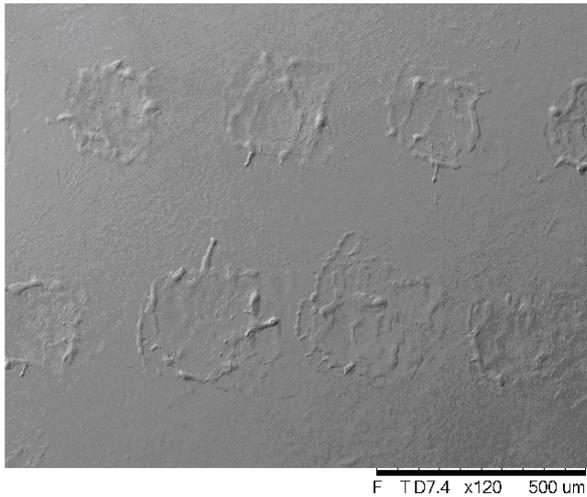
O acabamento superficial das amostras é fortemente influenciado pela variação das intensidades de pulso do feixe laser. As imagens a seguir apresentam este efeito. Nas imagens apresentadas na Figura 1 nota-se o efeito dos pulsos do feixe de raios laser na topografia das amostras, tais como diferenças de altura e profundidade em relação às áreas adjacentes, picos, e respingos resultantes da fusão da superfície do aço inoxidável. É possível verificar-se uma fusão do material de base com afastamento de metal fundido na região de incidência de feixe laser, o que modifica a rugosidade destas superfícies. A variação da rugosidade média (Ra) das superfícies geradas nas amostras deste biomaterial em função da energia é representada na Tabela 2.



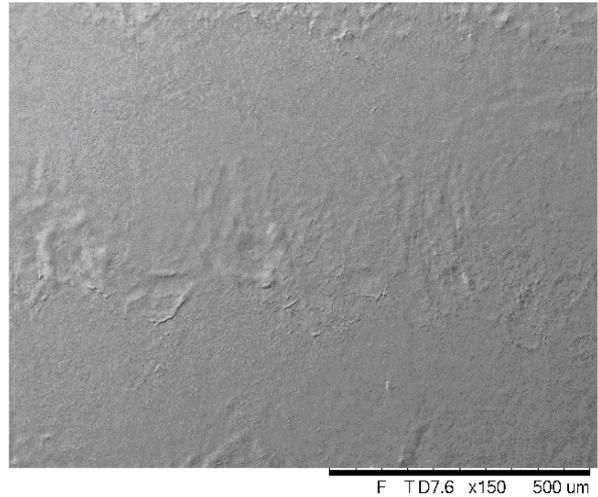
(a) Pulsos com E=0,050J



(b) Pulsos com E=0,100J



(c) Pulsos com E=0,200J



(d) Pulsos com E=0,350J

Fonte: Os autores

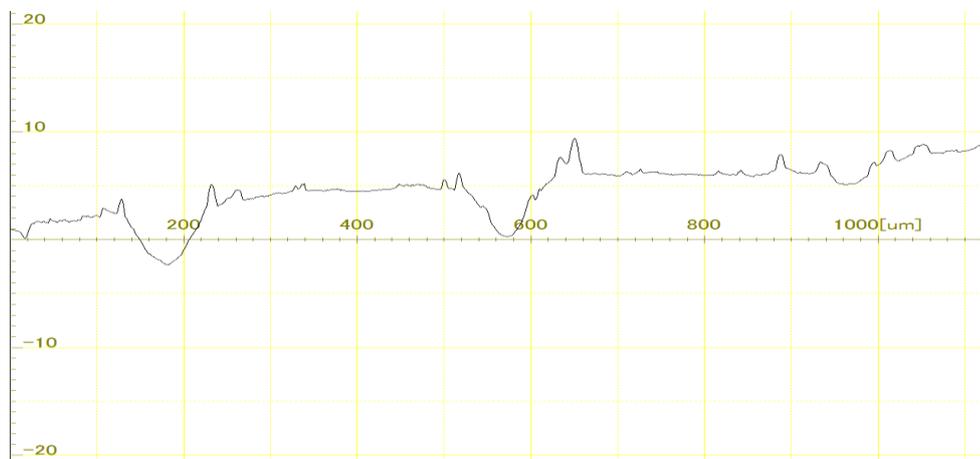
Figura 1. Microscopia Eletrônica de Varredura de amostras do aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1, com gravações feitas por laser utilizando-se diferentes intensidades de pulso.

**Tabela 2.** Valores de rugosidades ( $\mu\text{m}$ ) obtidos para as diferentes intensidades de pulso utilizadas na gravação a laser para as amostras apresentadas na Figura 1.

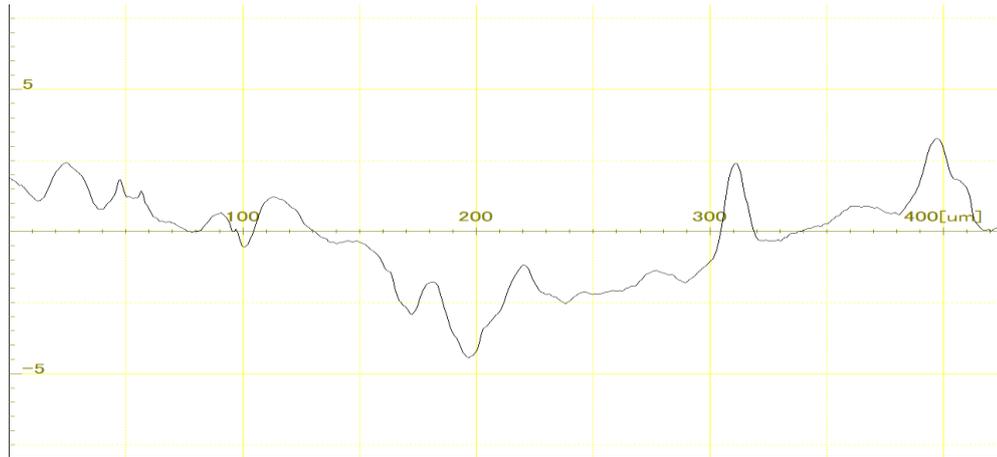
Amostras/ Figuras	Ra ( $\mu\text{m}$ )	Rq ( $\mu\text{m}$ )	Rz ( $\mu\text{m}$ )
a	$1,05 \pm 0,198$	$1,48 \pm 0,296$	$8,82 \pm 3,41$
b	$1,35 \pm 0,291$	$1,63 \pm 0,325$	$6,72 \pm 1,78$
c	$1,38 \pm 0,431$	$1,79 \pm 0,586$	$10,93 \pm 4,597$
d	$0,99 \pm 0,337$	$1,19 \pm 0,382$	$6,00 \pm 1,742$

Fonte: Os autores.

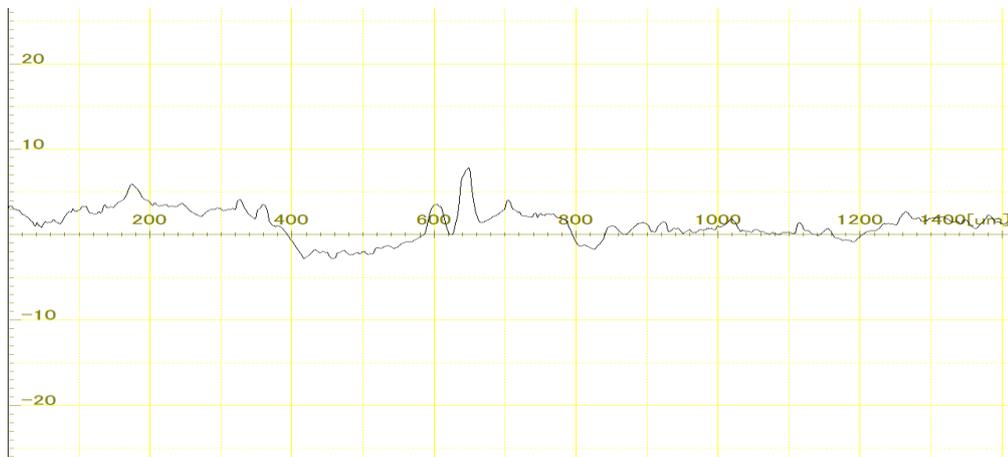
Na Figura 2 estão apresentados perfis de rugosidades para as amostras marcadas a laser, referentes às imagens mostradas na Figura 1, indicando a correlação entre o local de incidência do feixe laser e a modificação da superfície do biomaterial.



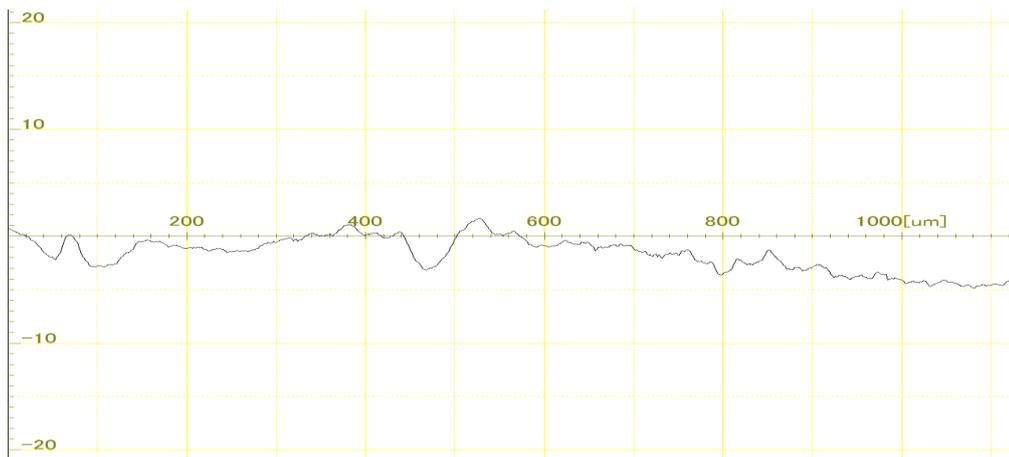
(a) Pulsos com E=0,050J



**(b)** Pulsos com  $E=0,100J$



**(c)** Pulsos com  $E=0,200J$



**(d)** Pulsos com  $E=0,350J$

Figura 2. Perfis de rugosidades para as amostras marcadas a laser com diferentes energias de pulso.

## **4 DISCUSSÃO**

As intensidades de pulso utilizadas neste experimento para as amostras apresentadas na Figura 1 foram respectivamente: 0,050 J; 0,100 J; 0,200 J; 0,350 J, com velocidade de 4mm/s. Nota-se que um aumento na intensidade do pulso não implica necessariamente em aumento da rugosidade.

Os valores menores obtidos para a Figura 1a comparando-se às Figuras 1b e 1c podem ser explicados pelo maior espaçamento entre os pulsos, ou seja, quando está se avaliando a rugosidade, está se analisando também regiões onde não houve incidência do feixe laser e, portanto, apresentam valores de rugosidades inferiores, típicos do material polido, com acabamento superficial do produto final.

Na amostra representada na Figura 1d, cujo perfil está na Figura 2d, esses pontos não podem ser observados, mas apenas a alteração da topografia da superfície.

Este fato sugere que o aumento da energia do pulso do feixe de raios laser acarreta em um aumento da rugosidade do biomaterial até um dado valor, a partir do qual esta relação não passa mais a valer, pois a sobreposição de pulsos e a área fundida pelo laser são mais significantes. Neste último caso fica impossibilitada a identificação exata dos pontos onde houve a incidência do feixe de raios laser, mas o que se obtém é um caminho percorrido pelo feixe, pois as áreas fundidas pelos pulsos se unem.

## **5 CONCLUSÃO**

O acabamento superficial é um parâmetro de fundamental importância para os implantes ortopédicos. Este trabalho avaliou o efeito da alteração da intensidade de pulso do feixe de raios laser na rugosidade de amostras de aço inoxidável austenítico, utilizado como biomaterial. Os resultados indicaram que este parâmetro modifica a rugosidade e a topografia deste biomaterial de maneira diretamente proporcional até determinado nível de energia, próximo a 0,200J, a partir do qual este efeito já não se torna o mais significativo.

## **6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- 1) Williams, D.F., “Corrosion of Implant Materials”, *Materials Science*, 6, 237-266, 1976.
- 2) Okasaki, Y., “Effect of friction on anodic polarization properties of metallic biomaterials”, *Biomaterials*, 23, 2071-2077, 2002.
- 3) Borruto, A., Taraschi, I., “Wear dependence on some factors characterizing the surface state: the hardness, the roughness and the surface degreasing”, *Wear*, 184, 119-124, 1995.
- 4) Hong, T., Nagumo, M., “Effect of surface roughness on early stages of pitting corrosion of type 301 stainless steel”, *Corrosion Science*, 39, 1665-1672, 1997.
- 5) ABNT NBR 12932: 2010, “Implantes para cirurgia – Materiais metálicos – Preparação de superfície e marcação”.